

This Page Is Inserted by IFW Operations
and is not a part of the Official Record

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

- BLACK BORDERS
- TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- FADED TEXT
- ILLEGIBLE TEXT
- SKEWED/SLANTED IMAGES
- COLORED PHOTOS
- BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS
- GRAY SCALE DOCUMENTS

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

**As rescanning documents *will not* correct images,
please do not report the images to the
Image Problem Mailbox.**

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 11-226109
(43)Date of publication of application : 24.08.1999

(51)Int.Cl. A61L 15/58

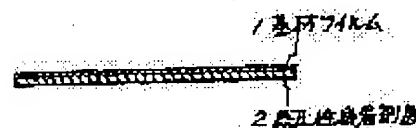
(21)Application number : 10-032774 (71)Applicant : NITTO DENKO CORP
(22)Date of filing : 16.02.1998 (72)Inventor : SASAKI YASUYUKI
KONNO MASAYUKI
SUGII TETSUJI
TANAKA YOSHIKAZU

(54) MEDICAL PASTING MATERIAL

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To suitably use a medical pasting material for an emergency adhesive tape, a large adhesive tape, a dressing material and a drape material since it is excellent in skin adhesiveness and internal cohesiveness in a material to offer the medical pasting material externally used in a medical hygienic field.

SOLUTION: A pressure sensitive adhesive layer 2 is formed on one surface of a base material film 1, and the pressure sensitive adhesive layer 2 is composed of 40 to 80 wt.% of an acrylic alkyl ester monomer and 20 to 60 wt.% of an alkoxy group-containing ethylenic unsaturated monomer mainly composed of a copolymer having a gel friction not more than 5 wt.%. The gel fraction of the pressure sensitive adhesive layer is enhanced to 35 wt.% or more by irradiating ionizable radioactive rays such as a γ ray to this pressure sensitive adhesive layer. Weight average molecular weight of the copolymer is desirably adjusted to 1,000,000 or less.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

* NOTICES *

Japan Patent Office is not responsible for any damages caused by the use of this translation.

1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
2. **** shows the word which can not be translated.
3. In the drawings, any words are not translated.

CLAIMS

[Claim(s)]

[Claim 1] It is the medical-application pasting material which is pasting material which comes to prepare a pressure sensitive adhesive layer in one side of a base-material film, the aforementioned adhesives layer consists of 40 - 80 % of the weight of acrylic-acid alkyl ester monomers, and 20 - 60 % of the weight of alkoxy-group content ethylenic unsaturated monomers, makes a subject the copolymer whose gel molar fraction is 5 or less % of the weight, and is characterized by the gel molar fraction of the aforementioned adhesives layer after ionizing radiation irradiation being 35 % of the weight or more.

[Claim 2] Medical-application pasting material according to claim 1 which is the copolymer which a copolymer turns into from 40 - 80 % of the weight of acrylic-acid alkyl ester monomers, 10 - 50 % of the weight of alkoxy-group content ethylenic unsaturated monomers, and 1 - 10 % of the weight of carboxyl group content ethylenic unsaturated monomers.

[Claim 3] Medical-application pasting material according to claim 1 or 2 whose weight average molecular weight of a copolymer is 1 million or less.

[Claim 4] Medical-application pasting material according to claim 1 or 2 which comes to irradiate an ionizing radiation.

[Translation done.]

PAT-NO: JP411226109A
DOCUMENT-IDENTIFIER: JP 11226109 A
TITLE: MEDICAL PASTING MATERIAL
PUBN-DATE: August 24, 1999

INVENTOR-INFORMATION:

NAME	COUNTRY
SASAKI, YASUYUKI	N/A
KONNO, MASAYUKI	N/A
SUGII, TETSUJI	N/A
TANAKA, YOSHIKAZU	N/A

ASSIGNEE-INFORMATION:

NAME	COUNTRY
NITTO DENKO CORP	N/A

APPL-NO: JP10032774
APPL-DATE: February 16, 1998

INT-CL (IPC): A61L015/58

ABSTRACT:

PROBLEM TO BE SOLVED: To suitably use a medical pasting material for an emergency adhesive tape, a large adhesive tape, a dressing material and a drape material since it is excellent in skin adhesiveness and internal cohesiveness in a material to offer the medical pasting material externally used in a medical hygienic field.

SOLUTION: A pressure sensitive adhesive layer 2 is formed on one surface of a base material film 1, and the pressure sensitive adhesive layer 2 is composed of 40 to 80 wt.% of an acrylic alkyl ester monomer and 20 to 60 wt.% of an alkoxy group-containing ethylenic unsaturated monomer mainly composed of a copolymer having a gel friction not more than 5 wt.%. The gel fraction of the pressure sensitive adhesive layer is enhanced to 35 wt.% or more by irradiating ionizable radioactive rays such as a

COPYRIGHT: (C) 1999, JPO

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平11-226109

(43) 公開日 平成11年(1999) 8月24日

(51) Int.Cl.⁶
A 6 1 L 15/58

識別記号

F I
A 6 1 L 15/06

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 7 頁)

(21) 出願番号 特願平10-32774

(22) 出願日 平成10年(1998) 2月16日

(71) 出願人 000003964

日東電工株式会社

大阪府茨木市下穂積1丁目1番2号

(72) 発明者 佐々木 康行

大阪府茨木市下穂積1丁目1番2号 日東
電工株式会社内

(72) 発明者 今野 真之

大阪府茨木市下穂積1丁目1番2号 日東
電工株式会社内

(72) 発明者 杉井 哲次

大阪府茨木市下穂積1丁目1番2号 日東
電工株式会社内

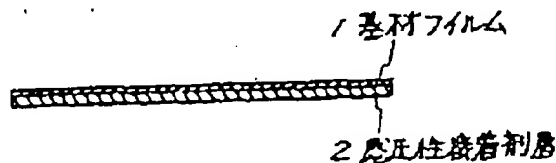
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医療用貼付材

(57) 【要約】

【課題】 医療衛生分野で外用用途に使用される医療用貼付材を提供するものであって、皮膚接着性と内部凝集性に優れているので、救急絆創膏や大型絆創膏、ドレーシング材、ドレープ材に好適に使用できる。

【解決手段】 基材フィルムの片面に感圧性接着剤層を形成してなり、感圧性接着剤層はアクリル酸アルキルエステル単量体40～80重量%、アルコキシ基含有エチレン性不飽和単量体20～60重量%からなり、ゲル分率が5重量%以下の共重合体を主体とする。この感圧性接着剤層にγ線などの電離性放射線を照射することによって、感圧性接着剤層のゲル分率を35重量%以上に高める。共重合体の重量平均分子量は100万以下に調整することが好ましい。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 基材フィルムの片面に感圧性接着剤層を設けてなる貼付材であって前記接着剤層はアクリル酸アルキルエステル単量体40～80重量%、アルコキシ基含有エチレン性不飽和単量体20～60重量%からなり、ゲル分率が5重量%以下である共重合体を主体とし、電離性放射線照射後の前記接着剤層のゲル分率が35重量%以上であることを特徴とする医療用貼付材。

【請求項2】 共重合体がアクリル酸アルキルエステル単量体40～80重量%、アルコキシ基含有エチレン性不飽和単量体10～50重量%、カルボキシル基含有エチレン性不飽和単量体1～10重量%からなる共重合体である請求項1に記載の医療用貼付材。

【請求項3】 共重合体の重量平均分子量が100万以下である請求項1または2に記載の医療用貼付材。

【請求項4】 電離性放射線を照射してなる請求項1または2に記載の医療用貼付材。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は医療衛生分野で外用用途に使用される医療用貼付材に関するものであり、詳しくは救急絆創膏や大型絆創膏、ドレッシング材、ドレープ材などに好適に使用されるものである。

【0002】

【従来の技術】医療用貼付材は通常、基材フィルムの片面に感圧性接着剤層を設けてなるものであり、該接着剤層を介して適用すべき皮膚面に貼着使用される。

【0003】このような医療用貼付材における感圧性接着剤層は、一般に皮膚面に対して強固に接着固定する必要があるため、剥離時に皮膚刺激性が生じる可能性があり、また、長時間の貼付では皮膚に痒みを生じ、時には炎症を起こすこともある。

【0004】さらに、皮膚面は不規則かつ複雑な表面形状を有しているため、該接着剤層は適用する皮膚面に完全に密着（接着）することができず、特に、長期間にわたる医療用貼付材の貼付においては接着剤層の内部凝集力と皮膚接着力との微妙なバランスが要求されるのである。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】本発明は上記従来技術の問題点を解決するためになされたものであって、特定の組成からなる感圧性接着剤層に電離性放射線を照射して、接着剤層中のゲル分率を一定値以上に調整することで優れた皮膚接着性と内部凝集性を有する医療用貼付材が得られることを見出し、本発明を完成するに至った。

【0006】

【課題を解決するための手段】即ち、本発明は基材フィルムの片面に感圧性接着剤層を設けてなる貼付材であって前記接着剤層はアクリル酸アルキルエステル単量体4

0～80重量%、アルコキシ基含有エチレン性不飽和単量体20～60重量%からなり、ゲル分率が5重量%以下である共重合体を主体とし、電離性放射線照射後の前記接着剤層のゲル分率が35重量%以上であることを特徴とする医療用貼付材、および該貼付材に電離性放射線を照射してなる医療用貼付材を提供するものである。

【0007】

【発明の実施の形態】本発明の医療用貼付材は、図1に示すように、基材フィルム1の片面に感圧性接着剤層2を設けたものである。

【0008】本発明における基材フィルムとしては、ポリエーテルウレタンやポリエステルウレタンなどのウレタン系ポリマー、ポリエーテルポリアミドブロックポリマーなどのアミド系ポリマー、ポリアクリレートなどのアクリル系ポリマー、ポリエチレンやポリプロピレン、エチレン/酢酸ビニル共重合体などのポリオレフィン系ポリマー、ポリエーテルポリエステルなどのポリエステル系ポリマーなどの材料から得ることができる。また、これらの基材フィルムは皮膚面への貼付時にムレや白化などを生じないようにするために、水蒸気透過性を有する材質から選択することが好ましく、例えばウレタン系やアミド系のフィルムを用いることが好適である。なお、基材フィルムは上記材料のうちの何れか一種からなるものであってもよいし、任意の材料からなるフィルムを複数枚積層した積層フィルムであってもよい。

【0009】上記基材フィルムは皮膚面に貼付した際に、違和感を生じないようにするために、その厚みを10～100 μm 、好ましくは20～40 μm 程度にすることがよい。また、皮膚面に貼付した際の皮膚追従性を良好にするためには、引張強度を100～900 kg/cm^2 、100%モジュラスを10～100 kg/cm^2 程度に調整することが好ましい。この範囲に調整した基材フィルムを用いると、関節部位のような動きの大きい皮膚面に貼付した際に効果的である。

【0010】上記基材フィルムは無孔フィルムだけでなく、水蒸気透過性であって非透水性である多孔性フィルムを用いることも、貼付中のムレの防止の点から効果的である。このようなフィルムの場合には、材質には特に制限はされず、公知の多孔化技術を施すことによって簡単に得ることができる。無孔性フィルムの場合にはフィルム厚が大きくなるほど水蒸気透過性は低下する傾向が顕著に現れるが、多孔性フィルムの場合には厚みに比例して水蒸気透過性の低下が顕著に現れないので有用である。

【0011】本発明の医療用貼付材は救急絆創膏や大型絆創膏、ドレッシング材、ドレープ材などに好適に用いることができるが、その用途に応じて、例えば厚みが比較的大きいとされる絆創膏（厚みは通常、100 μm 程度）には多孔性フィルムを用いることが好適である。多孔性フィルムに好適な基材フィルムとしては、ポリオレ

フィン系樹脂からなる多孔質プラスチックフィルムが好適であり、例えばポリエチレン、ポリプロピレン、エチレン-酢酸ビニル共重合体などの樹脂を用いることができる。特に、線状低密度ポリエチレン樹脂を使用することが、生産性や加工性の点から好ましいものである。線状低密度ポリエチレン樹脂とは、エチレンと α -オレフィンとの共重合体であり、 α -オレフィンとしては、ブテンやヘキセン、オクテンなどが挙げられる。

【0012】一方、本発明における感圧性接着剤層は、アクリル酸アルキルエステル単量体40～80重量%、
10 アルコキシ基含有エチレン性不飽和単量体20～60重量%からなる共重合体を主体とし、電離性放射線照射後の前記接着剤層のゲル分率が35重量%以上であることを特徴とするものである。

【0013】アクリル酸アルキルエステル単量体は、感圧性接着剤層に粘着性、皮膚接着性を付与する成分であり、特にアルキル基の炭素数が6以上、特に6～18の長鎖アルキルエステルを用いると効果的である。また、アクリル酸アルキルエステル単量体は、皮膚に対する刺激性が比較的少なく、長期間の使用によっても粘着性の
20 低下が起こりにくいという利点を有するものである。

【0014】このようなアクリル酸アルキルエステルの具体例としては、アクリル酸のブチルエステル、プロピルエステル、オクチルエステル、ノニルエステル、デシルエステル、ドデシルエステル、ラウリルエステルなどを一種もしくは二種以上併用して用いることができる。なお、これらのアルキルエステル鎖は直鎖であっても、分岐鎖であってもよいことはいふまでもない。

【0015】上記アクリル酸アルキルエステルは、後述する不飽和単量体と共重合することによって粘着性ポリマーを形成するが、本発明においては40～80重量%、好ましくは50～75重量%の範囲で共重合することが望ましい。アクリル酸アルキルエステルの共重合量が40重量%に満たない場合には、得られた粘着性ポリマーに十分な皮膚接着性が付与されず、また、80重量%を超える量の共重合量では凝集力の低下が見られ、皮膚面からの剥離除去時に糊残り現象を生じることがある。

【0016】上記アクリル酸アルキルエステルと共重合するアルコキシ基含有エチレン性不飽和単量体は、得られる共重合体に水蒸気透過性を付与する成分である。従って、共重合体中20～60重量%、好ましくは25～50重量%の範囲で共重合することが望ましい。このような不飽和単量体としては、メトキシポリエチレングリコールアクリレート、エトキシジエチレングリコールアクリレート、ブトキシジエチレングリコールアクリレート、メトキシエチルアクリレート、エトキシエチルアクリレート、ブトキシエチルアクリレートなどの炭素数が1～4のアルコキシ基を有するアルコキシアルキルアクリレートを用いることが好ましい。

【0017】また、本発明では上記アルコキシ基含有不飽和単量体と共にカルボキシル基含有エチレン性不飽和単量体を共重合することが好ましい。該カルボキシル基含有エチレン性不飽和単量体を共重合することによって、得られる共重合体の凝集力が向上するので、感圧性接着剤を調製する上では重要な単量体となる。しかしながら、該単量体は多量に共重合すると凝集力の向上は期待できるが、皮膚刺激性が次第に強くなる。従って、本発明では該単量体を共重合する場合、1～10重量%、
10 好ましくは3～7重量%程度の共重合率とすることが望ましい。このような単量体の代表例としては、アクリル酸、イタコン酸、クロトン酸、フマル酸、(無水)マレイン酸などが挙げられる。これらのうち、共重合性や取扱性などの点で好ましい単量体としては、アクリル酸が挙げられる。

【0018】なお、本発明の感圧性接着剤中に含有させる共重合体としては、上記各単量体の共重合体を用いることができるが、親水性の付与などの各種改質を行うための改質用単量体として、スチレンや酢酸ビニル、N-ビニル-2-ピロリドンなどの単量体を必要に応じて適宜共重合してもよいものである。

【0019】本発明の医療用貼付材における上記共重合体は、ガラス転移温度が250°K以下とすることが好ましい。つまり、ガラス転移温度を250°K以下にすることによって、貼付材として重要な皮膚接着力を充分に発現するようになるのである。

【0020】また、共重合体の重量平均分子量を100万以下、好ましくは50万～90万程度に調整することが望ましい。つまり、本発明の医療用貼付材は最終的に γ 線などの電離性放射線を照射して内部架橋反応を起こさせるので、照射前の重量平均分子量が大きすぎると、感圧性接着剤層の照射後の内部凝集力が高まり過ぎて皮膚接着力不足に陥る恐れがある。従って、本発明では電離性放射線照射後の凝集力の上昇を見込んで、照射前の凝集力は低めに設定しておくことが好ましく、その指標が重量平均分子量100万以下なのである。

【0021】さらに、このような共重合体を主体とし、必要に応じて可塑剤や軟化剤、充填剤、粘着付与剤などの各種添加剤を配合してなる感圧性接着剤は、前記基材フィルムの片面に層状に形成され、感圧性接着剤層となる。このときの感圧性接着剤層はゲル分率、即ち溶剤不溶分の含有率は5重量%以下、好ましくは略0重量%である。本発明の医療用貼付材では、このようにして得られた医療用貼付材に γ 線や電子線、X線などの電離性放射線を照射して、そのゲル分率を35重量%以上、好ましくは40～70重量%に調整する。

【0022】照射線量としては20～50kGy、好ましくは25～35kGyとする。本発明においては電離性放射線を照射することによって、感圧性接着剤層に架橋処理を施すと共に、所謂滅菌処理を施すのである。ゲ

ル分率が35重量%に満たない場合には、凝集力不足となって数日間の貼付で糊残り現象を発現する場合があります。医療用貼付材として用いたときに十分な効果を発揮しないのである。なお、本発明におけるゲル分率は、乾燥したサンプルを酢酸エチル中に常温で10日間浸漬し、平均孔径0.2 μ mのポリテトラフルオロエチレン膜(日東電工社製、NTF膜)にて不溶分を浮別、乾燥して浸漬前の乾燥サンプル重量との比率で算出した。

【0023】上記感圧性接着剤層の厚みは、10~60 μ m程度とすることが好ましい。厚みが10 μ mに満たない場合には、皮膚に貼付する際に十分な皮膚接着性を発揮できない場合があり、また、60 μ mを超えた厚みでは、貼付材全体として十分な水蒸気透過性を得ることができず、長期間の貼付で皮膚刺激性を発現する場合があります。

【0024】本発明の医療用貼付材は上記のような構成からなり、水蒸気透過性を有することが好ましいが、貼付材全体としての透湿度は少なくとも300g/m²・24hr・40℃・30%R.H.、好ましくは300~2000g/m²・24hr・40℃・30%R.H.の範囲に設定する。人の皮膚面に貼付材を貼付した場合、個人差や貼付部位によっても異なるが、最低限300g/m²・24hr・40℃・30%R.H.の透湿度を有するようにしないと、発汗量が多い部位などに貼付した場合には、十分な透湿性を発揮できずムレの原因となってしまう。

【0025】本発明の医療用貼付材は上記構成からなるものであるが、通常、感圧性接着剤層の露出表面には、表面にシリコーン処理などの剥離処理を施した剥離シートを仮着しておくことが一般的である。

【0026】以上のようにして得られる本発明の医療用貼付材は、図2に示すように腕や他の患部に感圧性接着剤層を貼着することによって使用することができ、貼付部位の伸縮動作に追従して貼付材も伸縮し、皮膚面からの汗は水蒸気3となって体外に発散するのである。

【0027】

【発明の効果】本発明の医療用貼付材は以上のような構成からなるので、皮膚に対して刺激性が少なく、特に長期間の貼付に対して有用である。また、感圧性接着剤層のゲル分率を電離性放射線の照射前と照射後で一定範囲に調整しているので、端末剥がれや糊残りがなく、優れた皮膚接着性と共に凝集性を有するものであり、カテーテルなどの医療器具の固定に対しても優れた固定能を発揮するものである。

【0028】

【実施例】以下に本発明の実施例を示し、さらに具体的に説明するが、本発明はこれらに限定されるものではなく、本発明の技術的思想を逸脱しない範囲内で種々の応用が可能である。なお、以下の文中で「部」とあるのは「重量部」を意味し、「%」とあるのは「重量%」を意

味する。

【0029】実施例1

イソノニルアクリレート62部、2-メトキシエチルアクリレート35部、アクリル酸3部からなる単量体混合物を、トルエン80部に均一に溶解混合し、重合開始剤としてのアゾビスイソブチロニトリル0.3部を添加して共重合反応を行った。55~65℃で約10時間重合を行ったのち、78℃に昇温してさらに2時間重合(熱成)を行った。得られた共重合体のガラス転移温度は207°Kであり、ゲル分率は0%、重量平均分子量は488000であった。

【0030】次に、この共重合体のトルエン溶液を片面にシリコーン処理を施した剥離シートの処理面に、乾燥後の厚みが25 μ mとなるように塗布し、105℃で5分間乾燥して感圧性接着剤層を形成した。

【0031】次いで、得られた感圧性接着剤層の表面に、片面にコロナ放電処理を施したポリエーテルポリアミドブロックポリマー製のシート(厚み30 μ m、東レ株式会社製、商品名PEBAX3533)の処理面を貼付圧着して、医療用貼付材を作成した。

【0032】この医療用貼付材に35kGyの γ 線を照射して、本発明の医療用貼付材を得た。この医療用貼付材における感圧性接着剤層のゲル分率は47.8%であった。

【0033】実施例2

2-エチルヘキシルアクリレート70部、2-エトキシエチルアクリレート25部、アクリル酸5部からなる単量体混合物を、トルエン45部に均一に溶解混合した以外は、実施例1と同様にして感圧性接着剤層を形成した。なお、得られた共重合体のガラス転移温度は212°K、ゲル分率は0%、重量平均分子量は643000であった。

【0034】次に、得られた感圧性接着剤層の表面に、片面にコロナ放電処理を施したポリエーテルポリエステル製のシート(厚み30 μ m、日本合成化学株式会社製、商品名フレクロンMタイプ)の処理面を貼付圧着して、医療用貼付材を作成した。

【0035】次いで、この医療用貼付材に25kGyの γ 線を照射して、本発明の医療用貼付材を得た。この医療用貼付材における感圧性接着剤層のゲル分率は51.6%であった。

【0036】実施例3

イソノニルアクリレート65部、2-メトキシエチルアクリレート35部からなる単量体混合物を、トルエン70部に均一に溶解混合した以外は、実施例1と同様にして感圧性接着剤層を形成した。なお、得られた共重合体のゲル分率は0.1%、重量平均分子量は768000であった。

【0037】次に、得られた感圧性接着剤層の表面に、片面にコロナ放電処理を施したポリエーテルポリアミド

ブロックポリマー製のシート（前記と同じ）の処理面を貼付圧着して、医療用貼付材を作成した。

【0038】次いで、この医療用貼付材に25kGyの γ 線を照射して、本発明の医療用貼付材を得た。この医療用貼付材における感圧性接着剤層のゲル分率は41.4%であった。

【0039】実施例4

イソノニルアクリレート65部、2-メトキシエチルアクリレート30部、アクリル酸5部からなる単量体混合物を、トルエン40部に均一に溶解混合した以外は、実施例1と同様にして感圧性接着剤層を形成した。なお、得られた共重合体のゲル分率は0.1%、重量平均分子量は815000であった。

【0040】次に、得られた感圧性接着剤層の表面に、片面にコロナ放電処理を施したポリエーテルポリアミドブロックポリマー製のシート（前記と同じ）の処理面を貼付圧着して、医療用貼付材を作成した。

【0041】次いで、この医療用貼付材に28kGyの γ 線を照射して、本発明の医療用貼付材を得た。この医療用貼付材における感圧性接着剤層のゲル分率は62.6%であった。

【0042】実施例5

イソノニルアクリレート62部、2-メトキシエチルアクリレート35部、アクリル酸3部からなる単量体混合物を、トルエン25部に均一に溶解混合した以外は、実施例1と同様にして感圧性接着剤層を形成した。なお、得られた共重合体のガラス転移温度は207°Kであり、ゲル分率は0%、重量平均分子量は873000であった。

【0043】次に、得られた感圧性接着剤層の表面に、片面にコロナ放電処理を施したポリエーテルポリアミドブロックポリマー製のシート（前記と同じ）の処理面を貼付圧着して、医療用貼付材を作成した。

【0044】次いで、この医療用貼付材に25kGyの γ 線を照射して、本発明の医療用貼付材を得た。この医療用貼付材における感圧性接着剤層のゲル分率は60.8%であった。

【0045】実施例6

2-エチルヘキシルアクリレート70部、2-エトキシエチルアクリレート25部、アクリル酸5部からなる単量体混合物を、トルエン25部に均一に溶解混合した以外は、実施例1と同様にして感圧性接着剤層を形成した。なお、得られた共重合体のガラス転移温度は212°Kであり、ゲル分率は0%、重量平均分子量は967000であった。

【0046】次に、得られた感圧性接着剤層の表面に、片面にコロナ放電処理を施したポリエーテルポリアミドブロックポリマー製のシート（前記と同じ）の処理面を貼付圧着して、医療用貼付材を作成した。

【0047】次いで、この医療用貼付材に29kGyの

γ 線を照射して、本発明の医療用貼付材を得た。この医療用貼付材における感圧性接着剤層のゲル分率は68.1%であった。

【0048】実施例7

イソノニルアクリレート62部、2-メトキシエチルアクリレート35部、アクリル酸3部からなる単量体混合物を、トルエン25部に均一に溶解混合し、重合開始剤として過酸化ベンゾイル0.3部を添加した以外は、実施例1と同様にして感圧性接着剤層を形成した。なお、得られた共重合体のガラス転移温度は207°Kであり、ゲル分率は0%、重量平均分子量は1240000であった。

【0049】次に、得られた感圧性接着剤層の表面に、片面にコロナ放電処理を施したポリエーテルポリアミドブロックポリマー製のシート（前記と同じ）の処理面を貼付圧着して、医療用貼付材を作成した。

【0050】次いで、この医療用貼付材に29kGyの γ 線を照射して、本発明の医療用貼付材を得た。この医療用貼付材における感圧性接着剤層のゲル分率は72.2%であった。

【0051】実施例8

2-エチルヘキシルアクリレート70部、2-エトキシエチルアクリレート25部、アクリル酸5部からなる単量体混合物を、酢酸エチル25部に均一に溶解混合した以外は、実施例1と同様にして感圧性接着剤層を形成した。なお、得られた共重合体のガラス転移温度は212°Kであり、ゲル分率は0%、重量平均分子量は1530000であった。

【0052】次に、得られた感圧性接着剤層の表面に、片面にコロナ放電処理を施したポリエーテルポリアミドブロックポリマー製のシート（前記と同じ）の処理面を貼付圧着して、医療用貼付材を作成した。

【0053】次いで、この医療用貼付材に29kGyの γ 線を照射して、本発明の医療用貼付材を得た。この医療用貼付材における感圧性接着剤層のゲル分率は75.4%であった。

【0054】比較例1

実施例3においてトルエンの量を150部とした以外は、実施例3と同様にして医療用貼付材を作成した。共重合体のゲル分率は0%であり、重量平均分子量は286000であった。

【0055】次いで、この医療用貼付材に29kGyの γ 線を照射して、医療用貼付材を得た。この医療用貼付材における感圧性接着剤層のゲル分率は21.7%と低かった。

【0056】比較例2

実施例2においてトルエンの量を100部とした以外は、実施例2と同様にして医療用貼付材を作成した。共重合体のガラス転移温度は212°Kであり、ゲル分率は0.3%、重量平均分子量は487000であった。

【0057】次いで、この医療用貼付材に25kGyの γ 線を照射して、医療用貼付材を得た。この医療用貼付材における感圧性接着剤層のゲル分率は25.1%と低かった。

【0058】比較例3

実施例5においてトルエンの量を80部とした以外は、実施例2と同様にして医療用貼付材を作成した。共重合体のガラス転移温度は207°Kであり、ゲル分率は0%、重量平均分子量は488000であった。

【0059】次いで、この医療用貼付材に25kGyの γ 線を照射して、医療用貼付材を得た。この医療用貼付材における感圧性接着剤層のゲル分率は34%とやや低かった。

【0060】比較例4

実施例4において重合開始剤をアゾビスイソブチロニトリルから過酸化ベンゾイル0.3部に変更し、重合溶媒をトルエンから酢酸エチル25部に変更した以外は、実施例4と同様にして医療用貼付材を作成した。共重合体のゲル分率は46.9%、重量平均分子量は14800*

$$\text{ゲル分率(\%)} = (\text{抽出残渣量} / \text{抽出前のポリマー重量}) \times 100$$

【0066】＜端末はがれ＞各医療用貼付材を20mm×50mmの大きさに裁断して試験片とした。男子被験者の胸部をアルコール消毒液で消毒、風乾し、しわや伸びが生じないように注意を払いながら試験片を貼付した。貼付試験中は入浴も可能であるが、タオル等で貼付部位を擦らないように注意した。

【0067】貼付後7日目に試験片の貼着状態（端末剥がれ状態）を目視にて観察し、以下の評価基準にて判定した。

【0068】

○：端末剥がれが、試験片の面積の20%未満である。
△：端末剥がれが、試験片の面積の20%以上、60%未満である。

×：端末剥がれが、試験片の面積の60%以上である。

【0069】＜糊残り＞上記端末剥がれ試験を行ったのち、各試験片を剥離し、皮膚面への糊残り状態を目視にて観察し、以下の判定基準にて判定した。

【0070】

○：糊残りが、試験片の面積の10%未満である。

△：糊残りが、試験片の面積の10%以上、50%未満である。

×：糊残りが、試験片の面積の50%以上である。

【0071】＜重量平均分子量＞ゲルパーミエーションクロマトグラフィー（GPC）にて、重量平均分子量を測定した。測定サンプルはテトラヒドロフランにて溶解し、0.45 μ mのメンブレンフィルタを通過する可溶分について行い、ポリスチレン換算にて算出した。

【0072】

*00であり、 γ 線照射前でのゲル分率は大きかった。

【0061】次いで、この医療用貼付材に29kGyの γ 線を照射して、医療用貼付材を得た。この医療用貼付材における感圧性接着剤層のゲル分率は84.6%と非常に大きいものであった。

【0062】比較例5

実施例4に得られた γ 線照射前の医療用貼付材を作成した。

【0063】上記実施例1～8および比較例1～4にて得られた γ 線照射後の医療用貼付材、並びに比較例5にて得られた γ 線未照射の医療用貼付材について、以下の試験を行い、その結果を表1に示した。

【0064】＜ゲル分率＞所定量の乾燥後のポリマーを酢酸エチル中にて常温で10日間抽出し、その残渣（不溶分）をポリテトラフルオロエチレン膜（平均孔径0.2 μ m、日東電工社製、NTF膜）にて濾別、乾燥して重量法にて求めた。ゲル分率は以下の式にて算出した。

【0065】

【数1】

※【表1】

		端末剥がれ	糊残り
実 施 例	1	○	△～○
	2	○	○
	3	○	○
	4	○	○
	5	○	○
	6	△～○	○
	7	△	○
	8	△	○
比 較 例	1	○	×
	2	○	×
	3	○	×～△
	4	×	○
	5	○	×

【図面の簡単な説明】

【図1】 本発明の医療用貼付材の実例を示す断面図である。

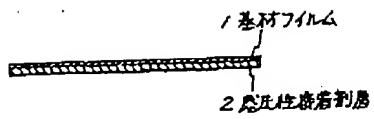
【図2】 本発明の医療用貼付材の使用状態を説明する図である。

【符号の説明】

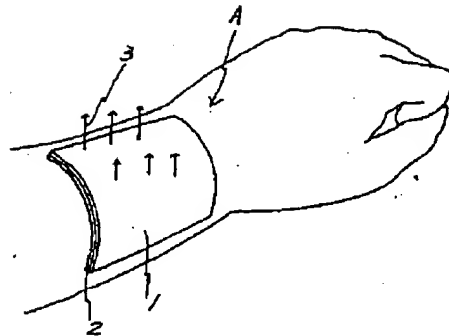
- 1 基材フィルム
- 2 感圧性接着剤層

※

【図1】



【図2】



フロントページの続き

(72)発明者 田中 良和
大阪府茨木市下穂積1丁目1番2号 日東
電工株式会社内

* NOTICES *

Japan Patent Office is not responsible for any damages caused by the use of this translation.

1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
2. **** shows the word which can not be translated.
3. In the drawings, any words are not translated.

DETAILED DESCRIPTION

[Detailed Description of the Invention]

[0001]

[The technical field to which invention belongs] this invention is used about the medical-application pasting material used for an external application use it is detailed and suitable for emergency plaster, large-sized plaster, and dressing material, drape material, etc. in a medical sanitation field.

[0002]

[Description of the Prior Art] Attachment use of the medical-application pasting material is carried out in the skin side which should come to prepare a pressure sensitive adhesive layer in one side of a base-material film, and should usually be applied through this adhesives layer.

[0003] Since the pressure sensitive adhesive layer in such medical-application pasting material generally needs to carry out adhesion fixation firmly to a skin side, skin irritation may arise at the time of ablation, and it produces an itch on the skin in prolonged pasting, and, occasionally may cause inflammation.

[0004] Furthermore, since it has the shape of surface type irregular [a skin side] and complicated, this adhesives layer cannot be completely stuck to the skin side to apply (adhesion), but the delicate balance of the internal cohesive force of an adhesives layer and skin adhesive strength is especially required in pasting of the medical-application pasting material over a long period of time.

[0005]

[Problem(s) to be Solved by the Invention] this invention irradiates an ionizing radiation at the pressure sensitive adhesive layer which is made in order to solve the trouble of the above-mentioned conventional technology, and consists of specific composition, finds out that the medical-application pasting material which has the skin adhesive property excellent in adjusting the gel molar fraction in an adhesives layer more than constant value and internal cohesiveness is obtained, and came to complete this invention.

[0006]

[Means for Solving the Problem] this invention is pasting material which comes to prepare a pressure sensitive adhesive layer in one side of a base-material film. the aforementioned adhesives layer 40 - 80 % of the weight of namely, acrylic-acid alkyl ester monomers, It consists of 20 - 60 % of the weight of alkoxy-group content ethylenic unsaturated monomers. The medical-application pasting material which makes a subject the copolymer whose gel molar fraction is 5 or less % of the weight, and is characterized by the gel molar fraction of the aforementioned adhesives layer after ionizing radiation irradiation being 35 % of the weight or more, and this pasting material are provided with the medical-application pasting material which comes to irradiate an ionizing radiation.

[0007]

[Embodiments of the Invention] The medical-application pasting material of this invention forms the pressure sensitive adhesive layer 2 in one side of the base-material film 1, as shown in drawing 1.

[0008] As a base-material film in this invention, it can obtain from material, such as polyester system polymer, such as polyolefine system polymer, such as acrylic polymer, such as amide system polymer, such as urethane system polymer, such as polyether urethane and polyester urethane, and a polyether

polyamide block polymer, and a polyacrylate, polyethylene, and polypropylene, ethylene / vinyl acetate copolymer, and polyether polyester. Moreover, as for these base-material films, it is desirable to choose from the quality of the material which has steam permeability, in order to make it produce neither MURE nor a white blush mark at the time of pasting to a skin side, for example, it is suitable to use the film of an urethane system or an amide system. In addition, a base-material film may be a laminated film which carried out two or more sheet laminating of the film which may consist of any one sort in the above-mentioned material, and consists of arbitrary material.

[0009] When the above-mentioned base-material film is stuck on a skin side, in order to make it not produce sense of incongruity, it is good to set preferably 10-100 micrometers of the thickness to about 20-40 micrometers. Moreover, in order to make good skin flattery nature at the time of sticking on a skin side, they are 100 - 900 kg/cm² and 100% modulus about tensile strength 10 - 100 kg/cm² Adjusting to a grade is desirable. It is effective, when the base-material film adjusted to this range was used and it sticks on the large skin side of movement like a joint part.

[0010] As for the above-mentioned base-material film, it is effective from the point of prevention of MURE under pasting not only a nonporous film but to use the porous film which is steam permeability and is non-water permeability. In the case of such a film, especially a limit is not carried out to the quality of the material, but it can obtain easily by giving well-known porosity-ized technology.

Although the inclination to fall appears notably, since the fall of steam permeability does not appear notably in proportion to thickness in the case of a porous film, steam permeability is so useful that film ** becomes large in the case of an imperforation film.

[0011] Although the medical-application pasting material of this invention can be used suitable for emergency plaster, large-sized plaster, and dressing material, drape material, etc., it is suitable for the plaster (thickness is usually about 100 micrometers) enlarged [comparatively] by thickness, corresponding to the use to use a porous film. As a suitable base-material film for a porous film, the porosity plastic film which consists of a polyolefine system resin is suitable, for example, can use resins, such as polyethylene, polypropylene, and an ethylene vinylacetate copolymer. especially -- a line -- it is desirable from the point of productivity or processability to use a low-density-polyethylene resin a line - - a low-density-polyethylene resin is the copolymer of ethylene and an alpha olefin, and a butene, a hexene, an octene, etc. are mentioned as an alpha olefin

[0012] On the other hand, the pressure sensitive adhesive layer in this invention makes a subject the copolymer which consists of 40 - 80 % of the weight of acrylic-acid alkyl ester monomers, and 20 - 60 % of the weight of alkoxy-group content ethylenic unsaturated monomers, and is characterized by the gel molar fraction of the aforementioned adhesives layer after ionizing radiation irradiation being 35 % of the weight or more.

[0013] An acrylic-acid alkyl ester monomer is a component which gives adhesiveness and a skin adhesive property to a pressure sensitive adhesive layer, and if especially the carbon number especially of an alkyl group uses the long-chain alkyl ester of 6-18, it is [six or more] effective. Moreover, it has the advantage that an acrylic-acid alkyl ester monomer has stimulative [comparatively little / over the skin], and an adhesive fall cannot take place easily due to prolonged use.

[0014] as the example of such acrylic-acid alkyl ester -- the butyl ester of an acrylic acid, propyl ester, octyl ester, nonyl ester, desyl ester, dodecyl ester, lauryl ester, etc. -- a kind -- or two or more sorts can be used together and it can use In addition, even if these alkyl ester chains are straight chains, it cannot be overemphasized that you may be branched chain.

[0015] Although the above-mentioned acrylic-acid alkyl ester forms adhesive polymer by copolymerizing with the unsaturation monomer mentioned later, in this invention, it is desirable to copolymerize in 50 - 75% of the weight of the range preferably 40 to 80% of the weight. When not filling the amount of copolymerization of acrylic-acid alkyl ester to 40% of the weight, in the amount of copolymerization of the amount which sufficient skin adhesive property for the obtained adhesive polymer is not given, and exceeds 80 % of the weight, the fall of cohesive force is seen and the paste remaining phenomenon may be produced at the time of the ablation removal from a skin side.

[0016] The above-mentioned acrylic-acid alkyl ester and the alkoxy-group content ethylenic unsaturated

monomer to copolymerize are components which give steam permeability to the copolymer obtained. Therefore, it is desirable among a copolymer to copolymerize in 25 - 50% of the weight of the range preferably 20 to 60% of the weight. It is desirable to use the alkoxy alkyl acrylate in which carbon numbers, such as methoxy polyethylene-glycol acrylate, ethoxy diethylene-glycol acrylate, butoxy diethylene-glycol acrylate, methoxy ethyl acrylate, ethoxy ethyl acrylate, and BUTOKI ethyl acrylate, have the alkoxy group of 1-4 as such an unsaturation monomer.

[0017] Moreover, it is desirable to copolymerize a carboxyl group content ethylenic unsaturated monomer with the above-mentioned alkoxy-group content unsaturation monomer in this invention. It becomes an important monomer, when preparing a pressure sensitive adhesive, since the cohesive force of the copolymer obtained by copolymerizing this carboxyl group content ethylenic unsaturated monomer improves. However, although the improvement in cohesive force is expectable if this monomer is copolymerized so much, skin irritation becomes strong gradually. Therefore, when it copolymerizes this monomer in this invention, it is desirable to consider as about 3 - 7% of the weight of the rate of copolymerization preferably one to 10% of the weight. As an example of representation of such a monomer, an acrylic acid, an itaconic acid, a crotonic acid, boletic acid, a maleic acid (anhydrous), etc. are mentioned. As a desirable monomer, an acrylic acid is mentioned in respect of copolymerization nature, handling nature, etc. among these.

[0018] In addition, as a copolymer made to contain in the pressure sensitive adhesive of this invention, although the copolymer of each above-mentioned monomer can be used, you may copolymerize monomers, such as styrene and a vinyl acetate and N-vinyl-2-pyrrolidone, suitably if needed as a monomer for reforming for performing various reforming, such as grant of a hydrophilic property.

[0019] As for the above-mentioned copolymer in the medical-application pasting material of this invention, it is desirable that a glass transition temperature considers as 250 degrees K or less. That is, it fully comes to discover skin adhesive strength important as pasting material by making a glass transition temperature into 250 degrees K or less.

[0020] Moreover, it is desirable to adjust the weight average molecular weight of a copolymer to 500,000 to about 900,000 preferably 1 million or less. That is, since ionizing radiations, such as a gamma ray, are finally irradiated and internal crosslinking reaction is made to cause, when the medical-application pasting material of this invention has the too large weight average molecular weight before irradiation, it has a possibility of the internal cohesive force after irradiation of a pressure sensitive adhesive layer increasing too much, and lapsing into the shortage of skin adhesive strength. Therefore, it counts upon elevation of the cohesive force after ionizing radiation irradiation in this invention, and as for the cohesive force before irradiation, it is desirable to set up lowness, and the index is 1 million or less weight average molecular weight.

[0021] Furthermore, the pressure sensitive adhesive which makes such a copolymer a subject and comes to blend various additives, such as a plasticizer, a softener and a bulking agent, and a tackifier, if needed is formed in one side of the aforementioned base-material film in layers, and serves as a pressure sensitive adhesive layer. The gel molar fraction of the pressure sensitive adhesive layer at this time, i.e., the content of solvent insoluble matter, is 0 % of the weight of abbreviation preferably 5 or less % of the weight. In the medical-application pasting material of this invention, ionizing radiations, such as a gamma ray, and an electron ray, an X-ray, are irradiated at the medical-application pasting material obtained by doing in this way, and the gel molar fraction is preferably adjusted to 40 - 70% of the weight 35% of the weight or more.

[0022] As quantity of radiation, it takes preferably for 25-35kGy 20 to 50 kGy. While performing bridge formation processing to a pressure sensitive adhesive layer by irradiating an ionizing radiation in this invention, the so-called sterilization processing is performed. Sufficient effect is not demonstrated, when a gel molar fraction is not filled to 35% of the weight, and it becomes insufficient [cohesive force], the paste remaining phenomenon may be discovered by pasting for several days and it uses as medical-application pasting material. In addition, the gel molar fraction in this invention was immersed for ten days in ordinary temperature into ethyl acetate in the dry sample, with the polytetrafluoroethylene film (the NITTO DENKO CORP. make, NTF film) of 0.2 micrometers of average apertures, the **

exception, dried and computed insoluble matter by the ratio with the dryness sample weight before being immersed.

[0023] As for the thickness of the above-mentioned pressure sensitive adhesive layer, it is desirable to be referred to as about 10-60 micrometers. By the thickness which may be unable to demonstrate sufficient skin adhesive property and exceeded 60 micrometers when thickness did not fulfill 10 micrometers and it stuck on the skin, steam permeability sufficient as the whole pasting material cannot be acquired, but skin irritation may be discovered by prolonged pasting.

[0024] although it is desirable for the medical-application pasting material of this invention to consist of the above composition, and to have steam permeability -- the moisture vapor transmission as the whole pasting material -- at least -- 300 g/m², 24hr, 40 degree C, and 30%R.H. -- it is preferably set as the range of 2, 24hr, 40 degree C, and 30%R.H. 300 to 2000 g/m. Although it changed also with individual differences or pasting parts, when it was not made not to have the moisture vapor transmission of 2, 24hr, 40 degree C, and 30%R.H. 300 g/m at worst when pasting material is stuck on people's skin side and sticks on a part with many sweat rates etc., sufficient moisture permeability will not be able to be demonstrated but it will become the cause of MURE.

[0025] Although the medical-application pasting material of this invention consists of the above-mentioned composition, it is usually common in the exposure front face of a pressure sensitive adhesive layer to install tentatively the ablation sheet which performed ablation processing of siliconization etc. to the front face.

[0026] The medical-application pasting material of this invention obtained as mentioned above can be used by sticking a pressure sensitive adhesive layer on an arm or other affected parts, as shown in drawing 2, flexible operation of a pasting part is followed, pasting material is also expanded and contracted, and the sweat from a skin side serves as a steam 3, and is emitted outside of the body.

[0027]

[Effect of the Invention] Since the medical-application pasting material of this invention consists of the above composition, it has stimulative [little] to the skin and is especially useful to prolonged pasting. moreover, since it is the irradiation front of an ionizing radiation, and after irradiation and the gel molar fraction of a pressure sensitive adhesive layer is adjusted to the fixed range, there is neither terminal peeling nor the paste remainder, it has cohesiveness with the outstanding skin adhesive property, and the fixed ability which was excellent also to fixation of medical devices, such as a catheter, is demonstrated -- it comes out -- it is

[0028]

[Example] Although the example of this invention is shown below and explained to it still more concretely, application various by within the limits which is not limited to these and does not deviate from the technical thought of this invention is possible for this invention. In addition, that it is with the "section" in the following sentences means the "weight section", and that it is with "%" means "weight %."

[0029] Dissolution mixture of the monomer mixture which consists of the example 1 iso nonyl acrylate 62 section, the 2-methoxy ethyl acrylate 35 section, and the acrylic-acid 3 section was uniformly carried out in the toluene 80 section, the azobisisobutyronitril 0.3 section as a polymerization initiator was added, and the copolymerization reaction was performed. After performing a polymerization at 55-65 degrees C for about 10 hours, the temperature up was carried out to 78 degrees C, and the polymerization (digestion) was performed for further 2 hours. The glass transition temperature of the obtained copolymer was 207 degrees K, the gel molar fraction was 0% and weight average molecular weight was 488000.

[0030] Next, the toluene solution of this copolymer was applied to the processing side of the ablation sheet which siliconized on one side so that the thickness after dryness might be set to 25 micrometers, and it was dried for 5 minutes at 105 degrees C, and the pressure sensitive adhesive layer was formed.

[0031] Subsequently, in the front face of the obtained pressure sensitive adhesive layer, pasting sticking by pressure of the processing side of the sheet made from a polyether polyamide block polymer (the thickness of 30 micrometers, the Toray Industries, Inc. make, tradename PEBAX3533) which performed

corona discharge processing to one side was carried out, and medical-application pasting material was created.

[0032] The gamma ray of 35kG(ies) was irradiated at this medical-application pasting material, and the medical-application pasting material of this invention was obtained. The gel molar fraction of the pressure sensitive adhesive layer in this medical-application pasting material was 47.8%.

[0033] The pressure sensitive adhesive layer was formed like the example 1 except having carried out dissolution mixture of the monomer mixture which consists of the example 22-ethylhexyl acrylate 70 section, the 2-ethoxy ethyl acrylate 25 section, and the acrylic-acid 5 section uniformly in the toluene 45 section. In addition, the glass transition temperature of the obtained copolymer was [the weight average molecular weight of 212 degrees K and the gel molar fraction] 643000 0%.

[0034] Next, in the front face of the obtained pressure sensitive adhesive layer, pasting sticking by pressure of the processing side of the sheet made from polyether polyester (the thickness of 30 micrometers, the Japan synthetic-chemistry incorporated company make, tradename deflection cron M type) which performed corona discharge processing to one side was carried out, and medical-application pasting material was created.

[0035] Subsequently, the gamma ray of 25kG(ies) was irradiated at this medical-application pasting material, and the medical-application pasting material of this invention was obtained. The gel molar fraction of the pressure sensitive adhesive layer in this medical-application pasting material was 51.6%.

[0036] The pressure sensitive adhesive layer was formed like the example 1 except having carried out dissolution mixture of the monomer mixture which consists of the example 3 iso nonyl acrylate 65 section and the 2-methoxy ethyl acrylate 35 section uniformly in the toluene 70 section. In addition, the gel molar fraction of the obtained copolymer was 0.1%, and weight average molecular weight was 768000.

[0037] Next, in the front face of the obtained pressure sensitive adhesive layer, pasting sticking by pressure of the processing side of the sheet made from a polyether polyamide block polymer (it is the same as the above) which performed corona discharge processing to one side was carried out, and medical-application pasting material was created.

[0038] Subsequently, the gamma ray of 25kG(ies) was irradiated at this medical-application pasting material, and the medical-application pasting material of this invention was obtained. The gel molar fraction of the pressure sensitive adhesive layer in this medical-application pasting material was 41.4%.

[0039] The pressure sensitive adhesive layer was formed like the example 1 except having carried out dissolution mixture of the monomer mixture which consists of the example 4 iso nonyl acrylate 65 section, the 2-methoxy ethyl acrylate 30 section, and the acrylic-acid 5 section uniformly in the toluene 40 section. In addition, the gel molar fraction of the obtained copolymer was 0.1%, and weight average molecular weight was 815000.

[0040] Next, in the front face of the obtained pressure sensitive adhesive layer, pasting sticking by pressure of the processing side of the sheet made from a polyether polyamide block polymer (it is the same as the above) which performed corona discharge processing to one side was carried out, and medical-application pasting material was created.

[0041] Subsequently, the gamma ray of 28kG(ies) was irradiated at this medical-application pasting material, and the medical-application pasting material of this invention was obtained. The gel molar fraction of the pressure sensitive adhesive layer in this medical-application pasting material was 62.6%.

[0042] The pressure sensitive adhesive layer was formed like the example 1 except having carried out dissolution mixture of the monomer mixture which consists of the example 5 iso nonyl acrylate 62 section, the 2-methoxy ethyl acrylate 35 section, and the acrylic-acid 3 section uniformly in the toluene 25 section. In addition, the glass transition temperature of the obtained copolymer was 207 degrees K, the gel molar fraction was 0% and weight average molecular weight was 873000.

[0043] Next, in the front face of the obtained pressure sensitive adhesive layer, pasting sticking by pressure of the processing side of the sheet made from a polyether polyamide block polymer (it is the same as the above) which performed corona discharge processing to one side was carried out, and medical-application pasting material was created.

- [0044] Subsequently, the gamma ray of 25kG(ies) was irradiated at this medical-application pasting material, and the medical-application pasting material of this invention was obtained. The gel molar fraction of the pressure sensitive adhesive layer in this medical-application pasting material was 60.8%.
- [0045] The pressure sensitive adhesive layer was formed like the example 1 except having carried out dissolution mixture of the monomer mixture which consists of the example 62-ethylhexyl acrylate 70 section, the 2-ethoxy ethyl acrylate 25 section, and the acrylic-acid 5 section uniformly in the toluene 25 section. In addition, the glass transition temperature of the obtained copolymer was 212 degrees K, the gel molar fraction was 0% and weight average molecular weight was 967000.
- [0046] Next, in the front face of the obtained pressure sensitive adhesive layer, pasting sticking by pressure of the processing side of the sheet made from a polyether polyamide block polymer (it is the same as the above) which performed corona discharge processing to one side was carried out, and medical-application pasting material was created.
- [0047] Subsequently, the gamma ray of 29kG(ies) was irradiated at this medical-application pasting material, and the medical-application pasting material of this invention was obtained. The gel molar fraction of the pressure sensitive adhesive layer in this medical-application pasting material was 68.1%.
- [0048] Dissolution mixture of the monomer mixture which consists of the example 7 iso nonyl acrylate 62 section, the 2-methoxy ethyl acrylate 35 section, and the acrylic-acid 3 section was uniformly carried out in the toluene 25 section, and the pressure sensitive adhesive layer was formed like the example 1 except having added the benzoyl-peroxide 0.3 section as a polymerization initiator. In addition, the glass transition temperature of the obtained copolymer was 207 degrees K, the gel molar fraction was 0% and weight average molecular weight was 1240000.
- [0049] Next, in the front face of the obtained pressure sensitive adhesive layer, pasting sticking by pressure of the processing side of the sheet made from a polyether polyamide block polymer (it is the same as the above) which performed corona discharge processing to one side was carried out, and medical-application pasting material was created.
- [0050] Subsequently, the gamma ray of 29kG(ies) was irradiated at this medical-application pasting material, and the medical-application pasting material of this invention was obtained. The gel molar fraction of the pressure sensitive adhesive layer in this medical-application pasting material was 72.2%.
- [0051] The pressure sensitive adhesive layer was formed like the example 1 except having carried out dissolution mixture of the monomer mixture which consists of the example 82-ethylhexyl acrylate 70 section, the 2-ethoxy ethyl acrylate 25 section, and the acrylic-acid 5 section uniformly in the ethyl-acetate 25 section. In addition, the glass transition temperature of the obtained copolymer was 212 degrees K, the gel molar fraction was 0% and weight average molecular weight was 1530000.
- [0052] Next, in the front face of the obtained pressure sensitive adhesive layer, pasting sticking by pressure of the processing side of the sheet made from a polyether polyamide block polymer (it is the same as the above) which performed corona discharge processing to one side was carried out, and medical-application pasting material was created.
- [0053] Subsequently, the gamma ray of 29kG(ies) was irradiated at this medical-application pasting material, and the medical-application pasting material of this invention was obtained. The gel molar fraction of the pressure sensitive adhesive layer in this medical-application pasting material was 75.4%.
- [0054] Medical-application pasting material was created like the example 3 except having made the amount of toluene into the 150 sections in example of comparison 1 example 3. The gel molar fraction of a copolymer was 0%, and weight average molecular weight was 286000.
- [0055] Subsequently, the gamma ray of 29kG(ies) was irradiated at this medical-application pasting material, and medical-application pasting material was obtained. The gel molar fraction of the pressure sensitive adhesive layer in this medical-application pasting material was as low as 21.7%.
- [0056] Medical-application pasting material was created like the example 2 except having made the amount of toluene into the 100 sections in example of comparison 2 example 2. The glass transition temperature of a copolymer was 212 degrees K, the gel molar fraction was 0.3% and weight average molecular weight was 487000.
- [0057] Subsequently, the gamma ray of 25kG(ies) was irradiated at this medical-application pasting

material, and medical-application pasting material was obtained. The gel molar fraction of the pressure sensitive adhesive layer in this medical-application pasting material was as low as 25.1%.

[0058] Medical-application pasting material was created like the example 2 except having made the amount of toluene into the 80 sections in example of comparison 3 example 5. The glass transition temperature of a copolymer was 207 degrees K, the gel molar fraction was 0% and weight average molecular weight was 488000.

[0059] Subsequently, the gamma ray of 25kG(ies) was irradiated at this medical-application pasting material, and medical-application pasting material was obtained. The gel molar fraction of the pressure sensitive adhesive layer in this medical-application pasting material was a little as low as 34%.

[0060] Medical-application pasting material was created like the example 4 except having changed the polymerization initiator into the benzoyl-peroxide 0.3 section from the azobisisobutyronitril in example of comparison 4 example 4, and having changed the polymerization solvent into the ethyl-acetate 25 section from toluene. The gel molar fraction of a copolymer was 46.9%, weight average molecular weight was 1480000, and the gel molar fraction before gamma ray irradiation was large.

[0061] Subsequently, the gamma ray of 29kG(ies) was irradiated at this medical-application pasting material, and medical-application pasting material was obtained. The gel molar fraction of the pressure sensitive adhesive layer in this medical-application pasting material was very as large as 84.6%.

[0062] The medical-application pasting material before the gamma ray irradiation obtained by example of comparison 5 example 4 was created.

[0063] About the medical-application pasting material after the gamma ray irradiation obtained in the above-mentioned examples 1-8 and the examples 1-4 of comparison, and the gamma ray medical-application pasting material which is not irradiated [which was obtained in the example 5 of comparison], the following examinations were performed and the result was shown in Table 1.

[0064] The polymer after dryness of the <gel molar-fraction> specified quantity was extracted for ten days in ordinary temperature in ethyl acetate, and by the polytetrafluoroethylene film (0.2 micrometers of average apertures, the NITTO DENKO CORP. make, NTF film), the ** exception, it dried and asked for the residue (insoluble matter) in the weight method. The gel molar fraction was computed by the following formulas.

[0065]

[Equation 1]

ゲル分率(%) = (抽出残渣量 / 抽出前のポリマー重量) × 100

[0066] <Flagging> each medical-application pasting material was judged in the 20mmx50mm size, and it considered as the test piece. A boy subject's thorax was disinfected with the alcoholic antibacterial, and it was air-dry, and the test piece was stuck, paying attention so that neither a wrinkling nor elongation may arise. Although a bath was also able to be taken by the inside of the patch test, it warned against grinding a pasting part against a towel etc.

[0067] The attachment state (terminal peeling state) of a test piece was visually observed after pasting on the 7th, and it judged in the following error criteria.

[0068]

O: terminal peeling is less than 20% of the area of a test piece

** : Terminal peeling is 20% or more of the area of a test piece, and less than 60%.

x: Terminal peeling is 60% or more of the area of a test piece.

[0069] After performing the <paste remaining> above-mentioned terminal peeling examination, each test piece was exfoliated, the paste remaining state to a skin side was observed visually, and it judged in the following criteria.

[0070]

O: the paste remainder is less than 10% of the area of a test piece

** : The paste remainder are 10% or more of the area of a test piece, and less than 50%.

x: The paste remainder is 50% or more of the area of a test piece.

[0071] Weight average molecular weight was measured in the <weight-average-molecular-weight> gel

permeation chromatography (GPC). It dissolved in the tetrahydrofuran, and the measurement sample carried out about the extractives which pass the membrane filter of 0.45 micrometerphi, and was computed by polystyrene conversion.

[0072]

[Table 1]

		端末剥がれ	糊残り
実 施 例	1	○	△～○
	2	○	○
	3	○	○
	4	○	○
	5	○	○
	6	△～○	○
	7	△	○
	8	△	○
比 較 例	1	○	×
	2	○	×
	3	○	×～△
	4	×	○
	5	○	×

[Translation done.]